

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

SUBMISSION OF CERTIFIED COPY OF PRIORITY DOCUMENT

APPLICANTS: Husung, et al. ATTY. DOCKET NO.: P03,0413  
SERIAL NO.: 10/675,304 CONFIRMATION NO.: 5359  
FILED: September 30, 2003 GROUP ART UNIT: 2644  
TITLE: HEARING AID DEVICE OR HEARING DEVICE SYSTEM WITH  
A CLOCK GENERATOR

**Mail Stop: MISSING PARTS**

Commissioner for Patents  
P. O. Box 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

S I R:

Applicants herewith submit a certified copy of German Application No. 102 45  
556.2 filed in the German Patent and Trademark Office on September 30, 2002, on  
which Applicants base their claim for convention priority under 35 U.S.C. §119.

Submitted by,



(Reg. 45,877)

MARK BERGNER  
SCHIFF, HARDIN LLP  
**CUSTOMER NO. 26574**  
Patent Department  
6600 Sears Tower  
Chicago, Illinois 60606  
Telephone: 312/258-5779  
Attorneys for Applicant

**CERTIFICATE OF MAILING**

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United  
States Postal Service as First Class mail in an envelope addressed to:  
Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450 dated  
February 11, 2004



MARK BERGNER

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung



**Aktenzeichen:** 102 45 556.2

**Anmeldetag:** 30. September 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Audiologische Technik GmbH, Erlangen/DE

**Bezeichnung:** Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem  
mit einem Taktgenerator

**IPC:** H 04 R 25/00



**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der  
ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 26. September 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

Ebert

## Beschreibung

Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem mit einem Taktgenerator

5 Die Erfindung betrifft ein Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem sowie ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen  
10 Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Taktgenerator zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit, einem Ausgangswandler und einer Sende- und/oder Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder  
15 Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät.

Ein modernes Hörhilfegerät bietet die Möglichkeit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem  
20 weiteren Gerät, z.B. einem weiteren Hörhilfegerät, einem Programmiergerät oder einem externen Sende- und Empfangsgerät. Zum Senden und/oder Empfangen umfasst das Hörhilfegerät eine Sende- und/oder Empfangseinheit. Es sind aber auch Hörgerätesysteme mit einem Hörhilfegerät und einer Sende- und/oder  
25 Empfangseinheit bekannt, bei denen die Sende- und/oder Empfangseinheit als eigenständige, bezüglich des Hörhilfegerätes externe Baueinheit ausgebildet ist, die zum Senden- und/oder Empfangen lösbar mit dem Hörhilfegerät verbunden ist. Vorzugsweise ist die Sende- und oder Empfangseinheit dann auf  
30 das Hörhilfegerät aufgesteckt und über Kontakt- und Leitungsmittel elektrisch mit diesem verbunden. Es ist aber auch möglich, dass die Sende- und/oder Empfangseinheit nicht direkt am Hörhilfegerät befestigt ist, sondern als separates Gerät am Körper oder der Kleidung eines Hörgeräteträgers getragen  
35 wird. Die Verbindung zum Hörhilfegerät besteht dann lediglich über elektrische Kontakt- und Leitungsmittel.

Die Sende- und/oder Empfangseinheiten der betreffenden Geräte sind häufig als sogenannte "FM-Systeme" ausgebildet, so dass das übertragene Signal frequenzmoduliert ist. Eine Modulation des übertragenen Signals ist jedoch nicht notwendigerweise  
5 erforderlich und auch nicht auf eine Frequenzmodulation beschränkt.

Bei modernen Hörhilfegeräten erfolgt die Signalverarbeitung digital. Zur Steuerung der dazu notwendigen digitalen Schaltungen ist ein Taktsignal erforderlich. Das Taktsignal eines  
10 digitalen Hörhilfegerätes ist meistens nicht sehr stabil. Schwingquarze zur Stabilisierung des Taktgenerators können wegen ihrer Größe nicht verwendet werden. Folglich ist die Taktfrequenz geringfügig temperatur- und versorgungsspannungsabhängig. Sie ist daher nur quasistabil. Dennoch kann  
15 das Taktsignal auch bei einem Hörhilfegerät für einen Betrachtungszeitraum von einigen Minuten als gleichmäßiges, stabiles Signal mit konstanter Periodendauer und Impulsbreite betrachtet werden.

20 Durch den getakteten Betrieb des Hörhilfegerätes geht von dem Hörhilfegerät und insbesondere einer getakteten Endstufe ein elektromagnetisches Störsignal mit eben dieser Taktfrequenz aus. Weiterhin treten auch Störsignale bei Vielfachen dieser  
25 Taktfrequenz, auch Oberwellen oder Harmonische genannt, auf. So kann es vorkommen, dass die Empfangseinheit des Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems ein durch Oberwellen hervorgerufenen Signal detektiert, obwohl gar kein reales Empfangssignal für die Empfangseinheit vorhanden ist. Das Frequenz-  
30 band, in dem das Empfangssignal liegt, ist normalerweise so gewählt, dass in dieses keine Harmonischen der Taktfrequenz hineinfallen. Eine langsam driftende Taktfrequenz des Taktgenerators kann nun dazu führen, dass Harmonische der Taktfrequenz innerhalb des Frequenzbandes des Empfangssignals liegen. Dadurch wird der Empfang durch die Empfangseinheit ge-  
35 stört.

Bisher wurde über aufwändige Filterstufen weitgehend unzureichend versucht, die im Hörhilfegerät bereits bestehenden, schmalbandigen Störkomponenten, die sich insbesondere über die harmonischen Komponenten der Endstufengrundfrequenz bis hinein in den Frequenzbereich einiger 100 MHz erstrecken, zu eliminieren bzw. im Hörhilfegerät zu lokalisieren. Dennoch lässt sich eine hochfrequente Abstrahlung nicht vollständig vermeiden, was teilweise zu Störungen beim Betrieb einer Empfangseinheit führt. Weiterhin bringen geeignete Abschirmmaßnahmen am Hörhilfegerät Abhilfe gegenüber dieser hochfrequenten Abstrahlung. Alle genannten Maßnahmen sind jedoch sehr aufwändig und teuer.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, elektromagnetische Störsignale bei Vielfachen der Taktfrequenz eines Hörhilfegerätes auf einfache und kostengünstige Weise zu vermeiden.

Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerätesystems mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Taktgenerator zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit, einem Ausgangswandler und einer Sendeeinheit und/oder Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät, wobei das von dem Taktgenerator ausgehende Taktsignal destabilisiert wird.

Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signal-

verarbeitungseinheit, einem Taktgenerator zum Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des digitalen Signals, einem Ausgangswandler und einer Sende- und/oder Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät, wobei dem Taktgenerator eine Jitter-Einheit zugeordnet ist zum Erzeugen von Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal.

10 Bei dem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung handelt es sich beispielsweise um ein hinter dem Ohr tragbares Hörhilfegerät, ein in dem Ohr tragbares Hörhilfegerät, ein implantierbares Hörhilfegerät oder ein Taschenhörhilfegerät. Weiterhin kann das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung auch Teil eines mehrere  
15 Geräte zur Versorgung eines Schwerhörigen umfassenden Hörgerätesystems sein, z.B. Teil eines Hörgerätesystems mit zwei am Kopf getragenen Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung, Teil eines Hörgerätesystems mit einem am Kopf tragbaren Hörhilfegerät und einer am Körper tragbaren externen Prozessor-  
20 einheit, Teil eines ganz oder teilweise implantierbaren Hörgerätesystems mit mehreren Komponenten, Teil eines Hörgerätesystems mit externen Zusatzkomponenten wie Fernsteuereinheit oder externer Mikrofoneinheit, usw.

25 Ein Hörhilfegerät umfasst in der Regel einen oder mehrere Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals. Der Eingangswandler ist beispielsweise als Mikrofon ausgebildet, das ein akustisches Signal aufnimmt und in ein elektrisches Signal wandelt. Als Eingangswandler kommen jedoch auch Einheiten  
30 in Betracht, die eine Spule oder eine Antenne aufweisen und die ein elektromagnetisches Signal aufnehmen und in ein elektrisches Signal wandeln. Ferner umfasst ein Hörhilfegerät üblicherweise eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des elektrischen Signals. Zur Signalverarbeitung im Hörhilfegerät dient ein vor-  
35 zugsweise digitaler Signalprozessor (DSP), dessen Arbeitsweise mittels auf das Hörhilfegerät übertragbarer Programme oder

Parameter beeinflussbar ist. Dadurch lässt sich die Arbeitsweise der Signalverarbeitungseinheit sowohl an den individuellen Hörverlust eines Hörgeräteträgers als auch an die aktuelle Hörsituation anpassen, in der das Hörhilfegerät gerade betrieben wird. Das so veränderte elektrische Signal ist schließlich einem Ausgangswandler zugeführt. Dieser ist in der Regel als Hörer ausgebildet, der das elektrische Ausgangssignal in ein akustisches Signal wandelt. Jedoch sind auch hier andere Ausführungsformen möglich, z.B. ein implantierbarer Ausgangswandler, der direkt mit einem Gehörknöchelchen verbunden ist und dieses zu Schwingungen anregt.

Zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem weiteren Gerät kann das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung eine Sende- und/oder Empfangseinheit umfassen. Es kann aber auch Teil eines Hörgerätesystems mit wenigstens einem Hörhilfegerät und einer Sende- und/oder Empfangseinheit sein, die als eigenständige Baueinheit außerhalb des Gehäuses des Hörhilfegerätes angeordnet ist.

Zum Betrieb eines digitalen Hörhilfegerätes mit einer digitalen Signalverarbeitungseinheit und einer digitalen Endstufe ist ein Taktgenerator erforderlich, der ein Taktsignal mit vordefinierten Eigenschaften abgibt. Die Erfindung sieht vor, dass das Taktsignal in begrenztem Umfang destabilisiert wird, d.h., auch über einen kurzen Betrachtungszeitraum von wenigen Sekunden treten Veränderungen in dem Taktsignal auf. Es kann damit nicht länger als periodische Folge aufeinanderfolgender, gleicher Taktimpulse betrachtet werden.

Zur Veränderung des Taktsignals stehen unterschiedliche Möglichkeiten zur Auswahl. So kann z.B. die Periodendauer schwanken oder die Impulsbreite variieren. Weiterhin kann auch die Flankensteilheit der Taktimpulse kurzzeitigen Schwankungen unterworfen sein.

Die Destabilisierung des Taktsignals führt dazu, dass sowohl die Energieanteile der in dem Hörhilfegerät erzeugten Störsignale mit der Taktfrequenz als auch deren Harmonische auf ein größeres Frequenzband verteilt werden und damit die frequenzspezifische Energie geringer wird. Dies wiederum bedeutet, dass bei entsprechend bemessenen Schwankungen des Taktsignals die Amplitude eines durch die Harmonischen hervorgerufenen Störsignals unterhalb der Empfangsschwelle der Empfangseinheit liegt. Harmonische der Taktfrequenz führen daher nicht mehr zu Störungen beim drahtlosen Empfang eines Signals von einem externen Gerät. Allgemein bietet die Erfindung dadurch den Vorteil, dass ein Hörhilfegerät in Verbindung mit einem Signalübertragungssystem zur drahtlosen Signalübertragung eine störungsfreie Kommunikation ermöglicht.

Eine Ausführungsform der Erfindung sieht eine Jitter-Einheit vor, durch die geringfügige Frequenzschwankungen (Frequenz-Jitter) auf das Taktsignal aufgebracht werden. Zum Erzeugen der Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal wird ein stabiles internes Taktsignal des Taktgenerators vorzugsweise mit einem weiteren Signal moduliert, d.h., einem weiteren Signal überlagert. Die Modulation erfolgt vorzugsweise mit einem Sinus- oder Rauschsignal, wobei deren Frequenzkomponenten vorteilhaft deutlich oberhalb des Audiofrequenzbereiches liegen und damit in diesem keine zusätzlichen Verzerrungen oder ein verstärktes Rauschen hervorrufen. Das mit dem internen Taktsignal modulierte Signal wird vorzugsweise so gewählt, dass die Frequenz des entstehenden Taktsignals um eine Mittenfrequenz schwankt. Diese Mittenfrequenz kann damit weiterhin als die Taktfrequenz des Systems betrachtet werden, wobei die reale Taktfrequenz dann in gleitendem Übergang abwechselnd für einige Perioden oberhalb der Mittenfrequenz und für einige Perioden unterhalb der Mittenfrequenz liegt. Vorteilhaft liegt die Frequenz der Taktschwankungen oberhalb des hörbaren Audiofrequenzbereiches, so dass die Taktschwankungen nicht zu hörbaren Verzerrungen bei dem Ausgangssignal des Hörhilfegerätes führen.



Weitere Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels. Es zeigen:

5 Figur 1 das Blockschaltbild eines digitalen Hörhilfegerätes mit einer Jitter-Einheit,

Figur 2 ein ungestörtes Empfangssignal,

10 Figur 3 ein Empfangssignal mit überlagertem Störspektrum,

Figur 4 das Störspektrum und

Figur 5 das Störspektrum unter dem Einfluss der Jitter-  
15 Einheit.

Figur 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel für ein Hörhilfegerät gemäß der Erfindung im Blockschaltbild. Zur Schallaufnahme dient ein Mikrofon 1, das ein akustisches Eingangssignal auf-  
20 nimmt und in ein elektrisches Eingangssignal wandelt. Das elektrische Eingangssignal ist zunächst einer Vorverstärker- und A/D-Wandler-Einheit 2 zugeführt. Diese wandelt das analoge Eingangssignal in ein digitales Eingangssignal. Zur Weiterverarbeitung und frequenzabhängigen Verstärkung des digitalen Eingangssignals dient die digitale Signalverarbeitungseinheit 3. Diese umfasst zur Endverstärkung einen Class-D-Verstärker. Schließlich wird das verarbeitete und verstärkte Signal mittels eines Hörers 4 in ein analoges akustisches Ausgangssignal gewandelt und abgegeben. Zur Spannungsversorgung der Hörgeräte-Komponenten ist eine Batterie 5 vorhanden.  
30 Weiterhin ist die digitale Signalverarbeitungseinheit des Hörhilfegerätes mit einem Taktgenerator 6 verbunden. Bei dem Hörhilfegerät im Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 ist neben dem Mikrofon 1 als weiterer Signaleingang eine Telefonspule 7  
35 vorgesehen, durch die ein elektromagnetisches Eingangssignal aufgenommen werden kann. Das Hörhilfegerät umfasst weiterhin einen von einem Hörgeräteträger bedienbaren MTO-Schalter 8

zur Wahl des Betriebes über das Mikrofon (Schaltstellung M), über die Telefonspule (Schaltstellung T) oder zum Ausschalten des Hörhilfegerätes (Schaltstellung O). Darüber hinaus umfasst das Hörhilfegerät eine Programmierbuchse 9 zur drahtge-  
5 bundenen Verbindung mit einem Programmiergerät sowie eine Situationstaste 10 zum Umschalten zwischen verschiedenen Hörprogrammen durch den Hörgeräteträger. Als weiteres Bedienelement ist ein VC-Steller 11 vorhanden, durch den sich die Lautstärke manuell am Hörhilfegerät einstellen lässt.

10

Das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung ist zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem weiteren Gerät, z.B. einem weiteren Hörhilfegerät, mit einer Sende- und/oder Empfangseinheit 12 verbunden, die eine Antenne 13  
15 umfasst. Dabei kann die Sende- und/oder Empfangseinheit 12 direkt in das Gehäuse des Hörhilfegerätes integriert und somit Teil des Hörhilfegerätes sein. Die Sende- und/oder Empfangseinheit 12 kann aber auch ein eigenes Gehäuse aufweisen und als eigenständige externe Baueinheit zusammen mit dem  
20 Hörhilfegerät ein Hörgerätesystem bilden. Dabei kann zum Betrieb eines derartigen Hörgerätesystems eine Befestigung der externen Sende- und/oder Empfangseinheit an dem Gehäuse des Hörhilfegerätes vorgesehen sein, die externe Sende- und/oder Empfangseinheit kann aber auch separat am Körper, z.B. als  
25 Brust- oder Taschengerät, getragen werden und lediglich über elektrische Verbindungsmittel mit dem Hörhilfegerät verbunden sein.

30

Schließlich weist das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung eine mit dem Taktgenerator 6 verbundene Jitter-Einheit 14 auf. Die Jitter-Einheit 14 bewirkt einen Frequenz-Jitter des von dem Taktgenerator 6 ausgehenden Taktsignals. Der Frequenz-Jitter kann z.B. durch die Überlagerung eines stabilen internen Taktsignals des Taktgenerators mit einem Sinussignal oder mit  
35 einem Rauschsignal hervorgerufen werden. Vorteilhaft liegt dabei die Frequenz des überlagerten Signals oberhalb des Audiofrequenzbereiches, so dass durch die Überlagerungen keine

wahrnehmbaren Störungen im Ausgangssignal des Hörhilfegerätes entstehen. Durch die so hervorgerufenen Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal wird erreicht, dass sowohl die Energieanteile von Störsignalen mit der Taktfrequenz als auch deren Harmonische auf ein größeres Frequenzband verteilt werden und damit die frequenzspezifische Energie geringer wird. Durch die getaktete Arbeitsweise des Hörhilfegerätes hervorgerufene Störsignale bei der verwendeten Taktfrequenz und deren Harmonische können dadurch zwar weiterhin von der Antenne 13 oder der Telefonspule 7 erfasst werden, sie liegen nun jedoch unter der Eingangsschwelle der Sende- und/oder Empfangseinheit 12 bzw. des Vorverstärkers mit A/D-Wandler 2 und führen somit nicht mehr zu Störungen eines von der Sende- und/oder Empfangseinheit bzw. der Telefonspule 7 empfangenen oder abgegebenen Nutzsignals.

Figur 2 zeigt das Frequenzspektrum eines von der Sende- und/oder Empfangseinheit 12 aufgenommenen elektromagnetischen Signals mit einer Trägerfrequenz von 1 MHz. Das empfangene Signal gemäß Figur 2 ist nicht durch ein Taktsignal gestört. Anders hingegen das Signal gemäß Figur 3. Bei diesem Signal ist deutlich sichtbar ein Störsignal überlagert, das sich aus den Harmonischen der Taktfrequenz des Hörhilfegerätes zusammensetzt. Zur Verdeutlichung zeigt Figur 4 das Störspektrum ohne das Empfangssignal. Wird nun bei der zuletzt genannten Ausgangssituation gemäß der Erfindung ein Frequenz-Jitter bei dem Taktsignal erzeugt, so wird, wie in Figur 5 veranschaulicht, das Störspektrum wieder geglättet. Die Störsignale liegen nun wieder unterhalb einer Empfangsschwelle der Sende- und/oder Empfangseinheit 12, wodurch eine störungsfreie Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät und einem weiteren Gerät ermöglicht wird.

## Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörhilfegerätes oder Hörgerä-  
tesystems mit wenigstens einem Eingangswandler zur Aufnahme  
5 eines Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Sig-  
nal, einem A/D-Wandler zur Wandlung des elektrischen Ein-  
gangssignals in ein digitales Signal, einer digitalen Signal-  
verarbeitungseinheit (3) zur Verarbeitung des digitalen Sig-  
nals, einem Taktgenerator (6) zum Erzeugen eines Taktsignals  
10 zur Steuerung der digitalen Signalverarbeitungseinheit (3),  
einem Ausgangswandler und einer Sende- und/oder Empfangsein-  
heit (12) zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hör-  
hilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das  
15 von dem Taktgenerator (6) ausgehende Taktsignal destabili-  
siert wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, d a d u r c h g e -  
k e n n z e i c h n e t, dass zum Destabilisieren des  
20 Taktsignals ein von dem Taktgenerator (6) erzeugtes internes  
Taktsignal mit einem weiteren Signal moduliert wird.

3. Verfahren nach Anspruch 2, d a d u r c h  
g e k e n n z e i c h n e t, dass das interne Taktsignal  
25 mit einem Sinussignal moduliert wird.

4. Verfahren nach Anspruch 2, d a d u r c h  
g e k e n n z e i c h n e t, dass das interne Taktsignal  
30 mit einem Rauschsignal moduliert wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die  
Frequenz des weiteren Signals oberhalb des hörbaren Frequenz-  
bereiches liegt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
dadurch gekennzeichnet, dass die  
Frequenz des Taktsignals um eine Mittenfrequenz schwankt.

5 7. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem mit wenigstens einem  
Eingangswandler zur Aufnahme eines Eingangssignals und Wand-  
lung in ein elektrisches Signal, einem A/D-Wandler zur Wand-  
lung des elektrischen Eingangssignals in ein digitales Sig-  
10 nal, einer digitalen Signalverarbeitungseinheit (3) zur Ver-  
arbeitung des digitalen Signals, einem Taktgenerator (6) zum  
Erzeugen eines Taktsignals zur Steuerung der digitalen Sig-  
nalverarbeitungseinheit (3), einem Ausgangswandler und einer  
Sende- und/oder Empfangseinheit (12) zur drahtlosen Signal-  
übertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem  
15 und einem weiteren Gerät, dadurch  
gekennzeichnet, dass dem Taktgenerator (6)  
eine Jitter-Einheit (14) zugeordnet ist zum Erzeugen von Fre-  
quenzschwankungen bei dem Taktsignal.

20 8. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 7,  
dadurch gekennzeichnet, dass zum  
Erzeugen der Frequenzschwankungen das Taktsignals ein inter-  
nes Taktsignal des Taktgenerators (6) mit einem weiteren Sig-  
nal modulierbar ist.

25 9. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 8,  
dadurch gekennzeichnet, dass das  
interne Taktsignal mit einem Sinussignal modulierbar ist.

30 10. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach Anspruch 8,  
dadurch gekennzeichnet, dass das  
interne Taktsignal mit einem Rauschsignal modulierbar ist.

11. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach einem der Ansprü-  
35 che 8 bis 10, dadurch  
gekennzeichnet, dass die Frequenz des weite-  
ren Signals oberhalb des hörbaren Frequenzbereiches liegt.

12. Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 7 bis 11, d a d u r c h  
g e k e n n z e i c h n e t , dass die Frequenz des Takt-  
5 signals um eine Mittenfrequenz schwankt.

13. Hörhilfegerät nach einem der Ansprüche 7 bis 12,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die  
Sende- und/oder Empfangseinheit (12) in das Hörhilfegerät in-  
10 tegriert ist.

14. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 7 bis 12,  
g e k e n n z e i c h n e t d u r c h ein Hörhilfege-  
rät und eine externe, mit dem Hörhilfegerät verbundene Sende-  
15 und/oder Empfangseinheit (12).

## Zusammenfassung

Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem mit einem Taktgenerator

- 5 Durch die getaktete Arbeitsweise gehen von digitalen Hörhilfegeräten oder Hörgerätesystemen elektromagnetische Störsignale mit der Taktfrequenz und deren Harmonische aus. Diese können die drahtlose Signalübertragung zwischen dem Hörhilfegerät oder Hörgerätesystem und einem weiteren Gerät stören.
- 10 Zur Vermeidung dieser Störungen sieht die Erfindung eine Jitter-Einheit (14) vor, die mit dem Taktgenerator (6) verbunden ist und Frequenzschwankungen bei dem Taktsignal verursacht. Dadurch werden die durch das Taktsignal verursachten Störsignale in ihren Amplituden abgesenkt, womit eine störungsfreie
- 15 Signalübertragung zwischen einer mit dem Hörhilfegerät verbundenen Sende- und/oder Empfangseinheit (12) und einem externen Gerät ermöglicht wird.

Figur 1

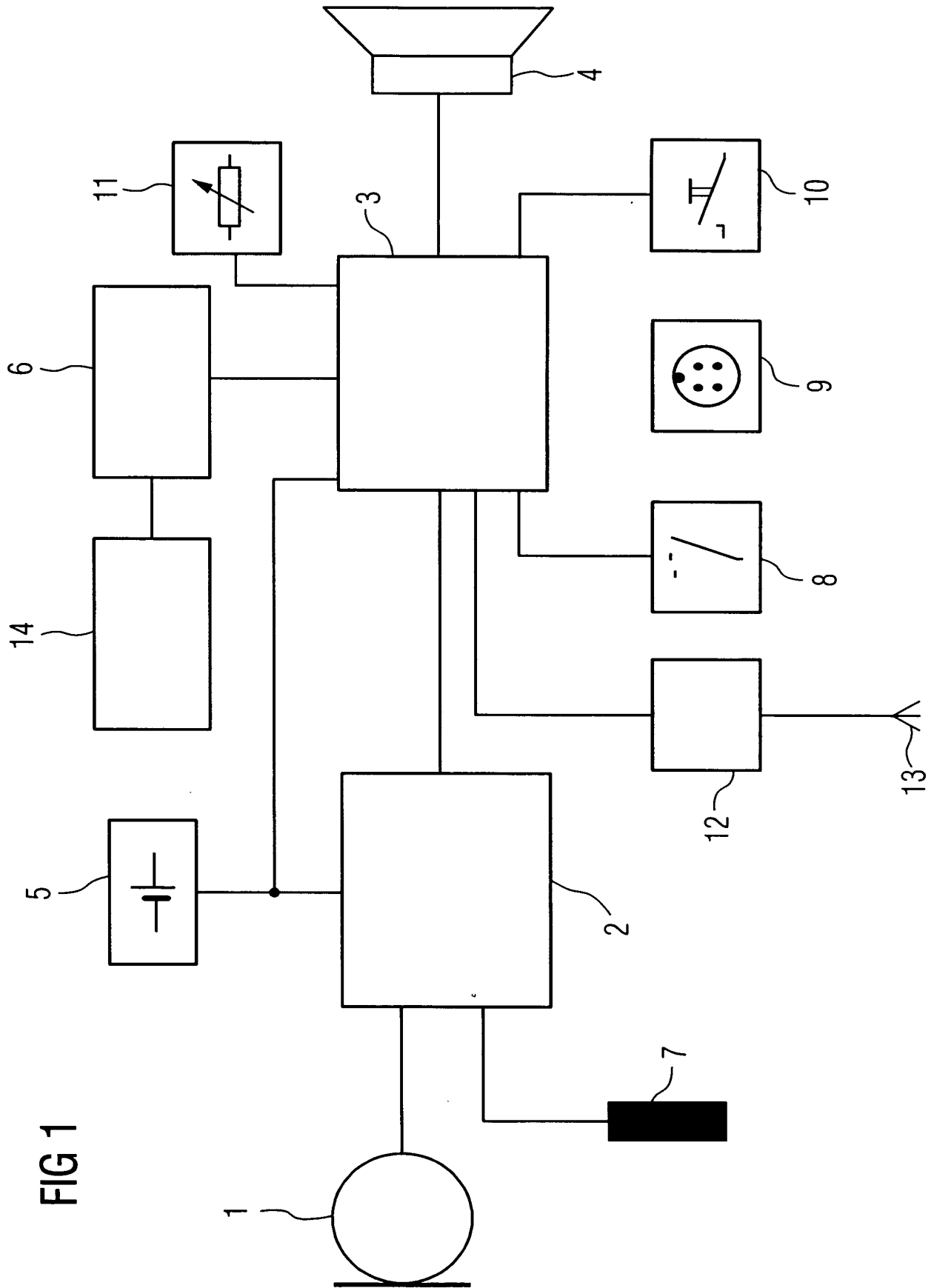




FIG 2

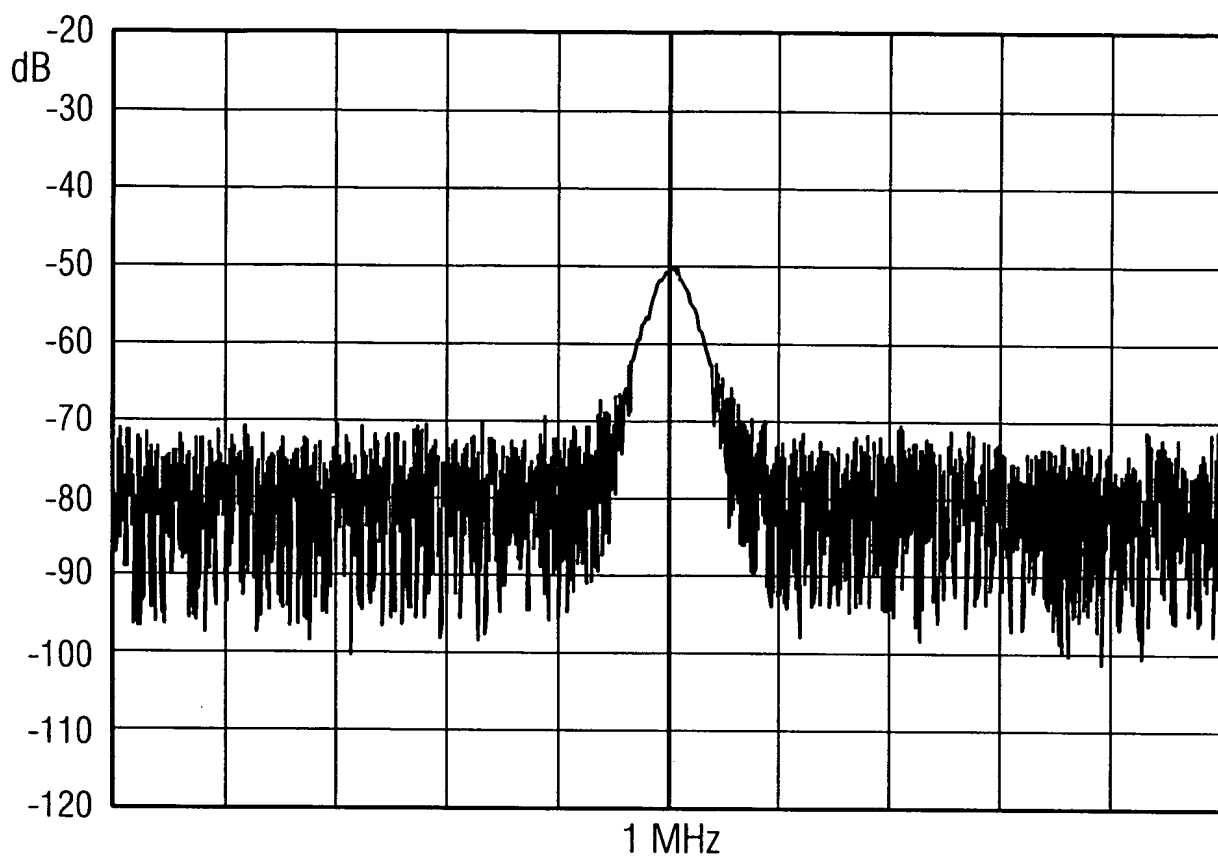


FIG 3

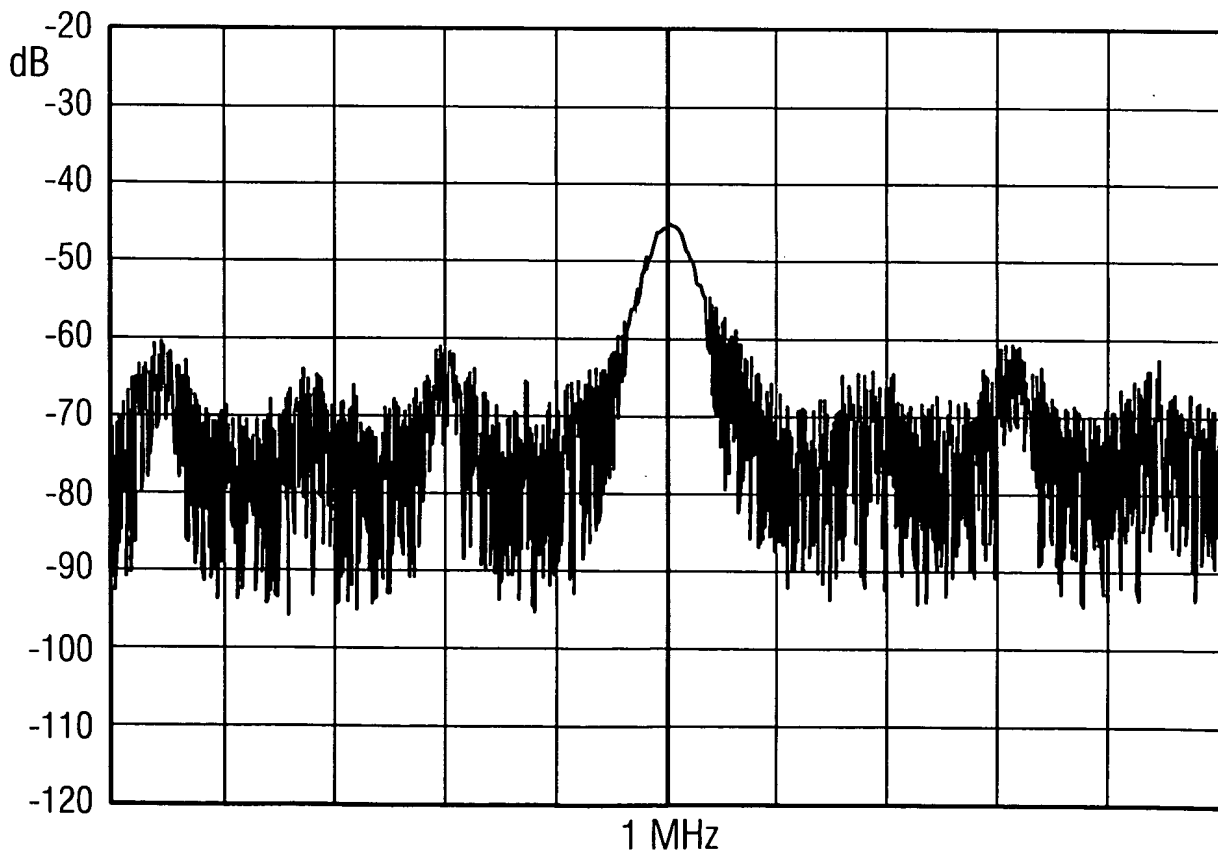


FIG 4

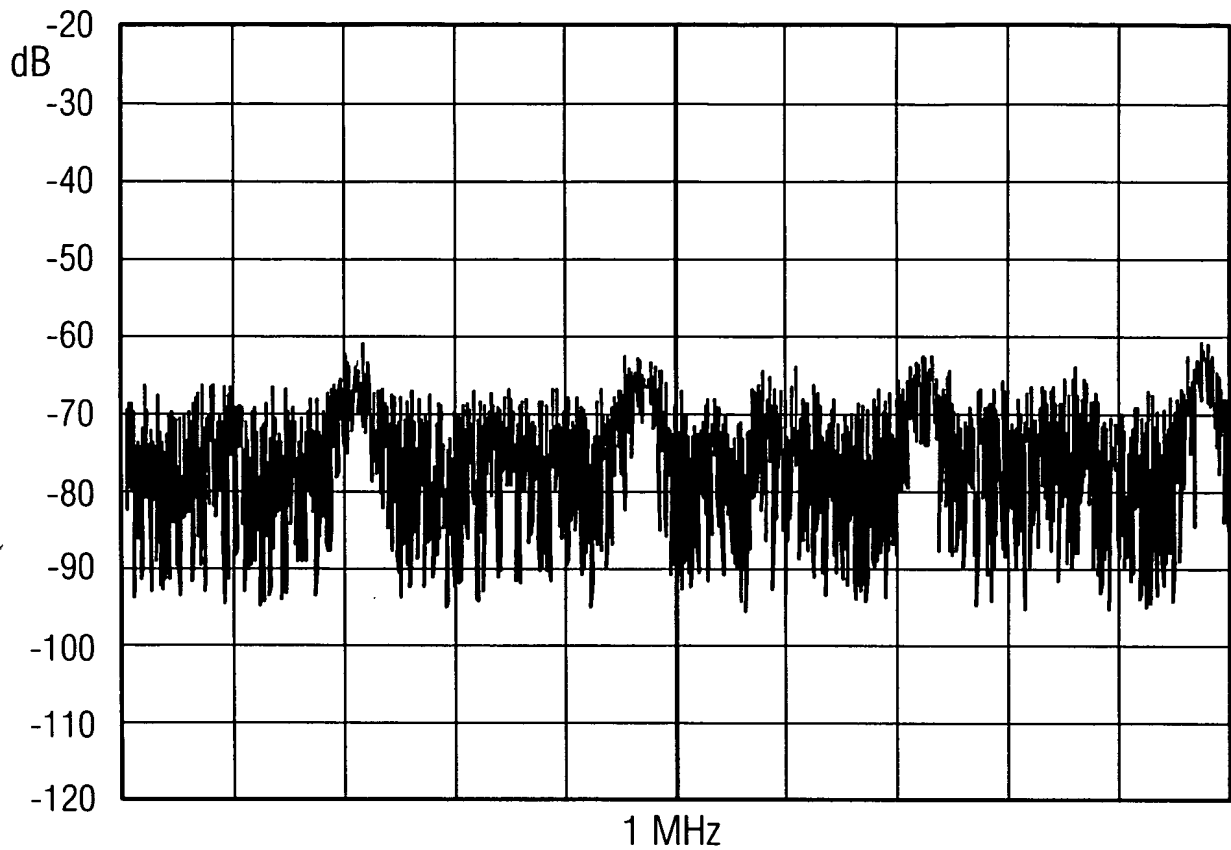


FIG 5

